

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-137546

(43)Date of publication of application : 25.05.1999

(51)Int.Cl.

A61B 8/00

(21)Application number : 09-308923

(71)Applicant : ALOKA CO LTD

(22)Date of filing : 11.11.1997

(72)Inventor : KOBAYASHI YOSHIAKI

KOBAYASHI MASAO

KONDO YUJI

FUJIKI TOSHIAKI

(54) ULTRASONIC DIAGNOSING DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To form a B mode image or the like wherein the phase of an ultrasonic wave is reflected by an ultrasonic diagnosing device.

SOLUTION: A receiving signal is orthogonally detected by an orthogonal detector 20, and is converted into a complex signal. The phase at each sample point is operated by a phase operation apparatus 30, and a phase difference between two sample points is operated by a phase difference operation apparatus 32. On a display device 42, a B mode image or an M mode image based on the phase difference is displayed. At the time of phase difference operation, an auto-correlation operation can be used. A border judgement also can be performed based on the phase difference and an amplitude difference. An image based on the phase difference, or an image wherein the border judgement result is shown, and an amplitude image can be compounded and displayed as well.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision
of rejection][Kind of final disposal of application
other than the examiner's decision of
rejection or application converted]

registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of requesting appeal against
examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2000 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-137546

(43) 公開日 平成11年(1999) 5月25日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 8/00

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願平9-308923

(22) 出願日 平成9年(1997)11月11日

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72) 発明者 小林 好明

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(72) 発明者 小林 正夫

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(72) 発明者 近藤 祐司

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74) 代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)

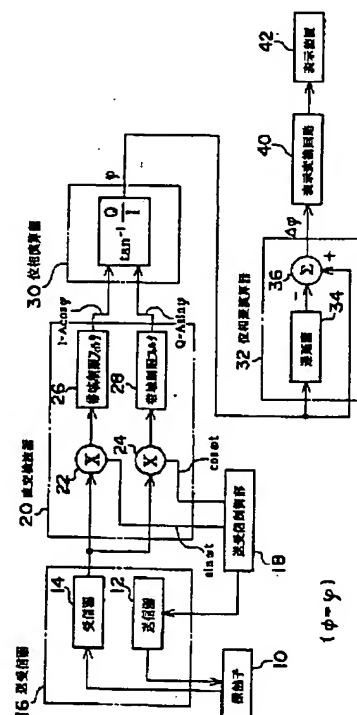
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置において、超音波の位相を反映させたBモード画像などを形成する。

【解決手段】 直交検波器20において受信信号が直交検波され、複素信号に変換される。位相演算器30において各サンプル点の位相が演算され、位相差演算器32において2つのサンプル点間の位相差が演算される。表示装置42ではその位相差に基づくBモード画像又はMモード画像が表示される。位相差演算に当たっては自己相関演算を利用できる。位相差及び振幅差に基づき境界判定を行うこともできる。位相差に基づく画像又は境界判定結果を表した画像と振幅画像とを合成して表示することもできる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波の送受波により得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段と、前記複素信号から超音波ビーム上の各サンプル点の位相を演算し、サンプル点間での位相比較により位相差を求める位相差演算手段と、
を含み、
前記位相差に基づいて、生体組織の性状を表した超音波画像を表示することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の装置において、前記位相差演算手段は、同じ超音波ビーム上の 2 つのサンプル点間で位相の差を演算することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】 請求項 1 記載の装置において、前記位相差演算手段は、
同じ超音波ビーム上の 2 つのサンプル点間で前記複素信号の自己相関を演算する自己相関回路と、
前記自己相関回路から出力される実数成分及び虚数成分に基づいて偏角を演算する偏角演算回路と、
で構成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】 請求項 1 記載の装置において、前記位相差に基づいて組織境界を検出する境界検出手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】 請求項 4 記載の装置において、前記複素信号から振幅を演算する振幅演算手段と、
同じ超音波ビーム上の 2 つのサンプル点間で振幅の差を演算する振幅差演算手段と、
を含み、
前記境界検出手段は、前記位相差及び前記振幅差に基づいて境界を検出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】 請求項 1 記載の装置において、前記位相差が 180 度付近になる反転ポイントを抽出する反転抽出手段と、
前記反転ポイントを画像化する画像化手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】 超音波の送受波により得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段と、
前記複素信号に基づいて、超音波ビーム上のサンプル点の中で位相が反転する反転ポイントを求める反転検出手段と、
前記反転ポイントを画像化する画像化手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】 請求項 1 又は 7 記載の装置において、前記複素信号から振幅を演算する振幅演算手段と、
前記位相差を表した画像又は前記反転ポイントを表した画像と前記振幅を表した画像とを合成する画像合成手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波診断装置に関し、特に、直交検波後の複素信号を利用して超音波画像を形成する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】超音波は音響的な特性の異なる境界（組織間）で反射する性質を有しており、反射波の強度すなわち受信信号の振幅は、組織間における固有音響インピーダンスの差に相当する。そのような超音波の性質を利用し、従来の超音波診断装置では、超音波パルスの送受波により得られた受信信号が包絡線検波によってベースバンドの信号に変換され、その信号の振幅を輝度に対応させることにより、Bモード画像やMモード画像が形成されている。従来、組織性状の評価は、上記のような輝度画像におけるコントラストや質感に基づいて行われている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところで、超音波の反射の際に位相が変わることが知られており、特に、固有音響インピーダンスが低い組織から固有音響インピーダンスが高い組織への中で超音波が反射する際には位相が維持されて正相となり、その一方、固有音響インピーダンスが高い組織から固有音響インピーダンスが低い組織への中で超音波が反射する際には位相が反転して逆相になるということが知られている。ここで、組織間での音響特性の差によって超音波反射時における位相のずれ量（位相差）が異なるという事実を前提とすれば、位相あるいは位相差によって組織の何らかの性状を表せるという結論に帰着する。

【0004】従来の超音波診断装置においては、単に受信信号を包絡線検波していたため位相情報は抽出されていなかった。そこで、位相情報を反映させた画像を形成することが望まれる。

【0005】なお、従来の超音波ドプラ法に基づく超音波ドプラ診断装置では、受信信号が直交検波され、更に自己相関演算されているが、それは運動体の速度に依存する位相シフトを検出するためであり、組織自体の性状を位相差として検出するものではない。

【0006】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、組織の性状を超音波の位相の観点から把握できる超音波診断装置を提供することにある。

【0007】本発明の他の目的は、位相情報が反映されたBモード画像又はMモード画像を形成することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波により得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段と、前記複素信号から超音波ビーム上の各サンプル点の位相を演算し、

サンプル点間での位相比較により位相差を求める位相差演算手段と、を含み、前記位相差に基づいて、生体組織の性状を表した超音波画像を表示することを特徴とする。

【0009】上記構成によれば、複素信号から各サンプル点ごとに位相差が演算され、それに基づいて超音波画像が作成される。位相差は境界における音響的特性を反映するものであり、その位相差によって従来画像化できなかった又は画像化困難であった性状を表現可能である。複素信号変換手段は、望ましくは、受信信号に対して互いに9.0度位相がずれた2つの参照信号を混合する直交検波器で構成される。位相差演算手段は、望ましくは、複素信号の実数部及び虚数部の逆正接 (\tan^{-1}) を演算する回路、あるいは自己相関演算回路を含む。

【0010】望ましくは、位相差は、超音波ビーム上における（同じ受信信号上で）隣接する又は所定個おきの2つのサンプル点で位相の差を演算することにより求められる。位相差は媒質間における音響的な特性の差を反映するものであり、その位相差を利用して従来の断層画像（Bモード画像、Mモード画像など）では表現できない組織性状を表現可能である。

【0011】本発明の望ましい態様では、前記位相差演算手段は、同じ超音波ビーム上の2つのサンプル点間で前記複素信号の自己相関を演算する自己相関回路と、前記自己相関回路から出力される実数成分及び虚数成分に基づいて偏角を演算する偏角演算回路と、で構成される。自己相関回路では、2つのサンプル点間で相関演算が実行され、その演算結果に基づいて位相差を取得できる。

【0012】本発明の望ましい態様では、前記位相差に基づいて組織境界を検出する境界検出手段を含む。例えば、ある臓器とその周辺臓器（組織）との境界を位相差に基づいて抽出でき、従来法よりも精度良く輪郭抽出などを行える利点がある。

【0013】本発明の望ましい態様では、前記複素信号から振幅を演算する振幅演算手段と、同じ超音波ビーム上の2つのサンプル点間で振幅の差を演算する振幅差演算手段と、を含み、前記境界検出手段は、前記位相差及び前記振幅差に基づいて境界を検出する。振幅差も媒質間における音響特性の差を表すものであり、振幅差及び位相差の両面を考慮して境界抽出を行えばより高精度の抽出を実現できる。なお、振幅は望ましくは複素信号の実数部及び虚数部のそれぞれの2乗和の平方根から求められる。

【0014】本発明の望ましい態様では、前記位相差が180度付近になる反転ポイントを抽出する反転抽出手段と、前記反転ポイントを画像化する画像化手段と、を含むことを特徴とする。

【0015】また、本発明は、超音波の送受波により得られた受信信号を複素信号に変換する複素信号変換手段

と、前記複素信号に基づいて、超音波ビーム上のサンプル点の中で位相が反転する反転ポイントを求める反転検出手段と、前記反転ポイントを画像化する画像化手段と、を含むことを特徴とする。

【0016】すなわち、固有音響インピーダンスが高い媒質から低い媒質へ超音波が進入する場合、その境界面からの反射波の位相は180度ずれるため、その物理現象を有効利用して境界抽出を行う。

【0017】本発明に係る超音波診断装置は、前記複素信号から振幅を演算する振幅演算手段と、前記位相差を表した画像又は前記反転ポイントを表した画像と前記振幅を表した画像とを合成する画像合成手段と、を含むことを特徴とする。かかる構成によれば、振幅画像との関係において、位相差及び反転ポイントとして表された組織の性状（境界など）を把握できる。

【0018】なお、本発明は、反射波を利用する場合及び透過波を利用する場合の双方に適用可能である。

【0019】[超音波の反射に関わるモデリング]以下に、超音波の反射に関わるモデリングについて説明し、位相及び振幅が媒質とどのような関係にあるのか明らかにする。

【0020】(1) 従来の考え方

異なる音響特性を有する2つの音響媒質[0]、[1]が接合され、その境界面からの超音波の反射を考える。各媒質における密度及び音速をそれぞれ ρ_0 、 ρ_1 、 c_0 、 c_1 と定義すれば、各媒質の固有音響インピーダンス Z_0 、 Z_1 は、

【数1】

$$\begin{aligned} Z_0 &= \rho_0 c_0 \\ Z_1 &= \rho_1 c_1 \quad \dots (A1) \end{aligned}$$

と表される。その境界面における音圧の反射係数 R_p は、

【数2】

$$R_p = \frac{Z_1 - Z_0}{Z_1 + Z_0} \quad \dots (A2)$$

と表される。そして、入射音圧を P_{in} とすれば受信音圧 P_r は、

【数3】

$$P_r = \frac{Z_1 - Z_0}{Z_1 + Z_0} P_{in} \quad \dots (A3)$$

と表される。

【0021】この従来のモデリングによれば、媒質間での固有音響インピーダンスのわずかな変化を反映して、受信信号の強度は、固有音響インピーダンスの差が大きいところでより強いことになる。また、反射係数の正負は、超音波の反射の際の位相の回転方向を表すものであり、固有音響インピーダンスの大きな媒質から小さな媒

質へ超音波が進入する際、その境界面では、超音波は反転して反射するものと考えられる。

【0022】しかしながら、この従来のモデリングでは、異なる2つの媒質が接する境界面に平面進行波が進入することを前提としており、また、波が進入する媒質[1]が無制限に続くという条件が前提となる。

【0023】超音波診断において、実際の生体内では、境界面は複雑に入り組んだものとなっており、一般に上記のような理想的なモデリングを行うことはできない。超音波の反射についても、より一般的な形で論じる必要

がある。そこで、以下のように、複素信号を利用したモデリングを導入する。

【0024】(2)複素信号による音響反射の考え方
ある媒質における波は、平面進行波とその逆方向の波の合成であるから、互いに接合する媒質[0]及び媒質[1]における音圧 P_0, P_1 及び粒子速度 v_0, v_1 は、以下のよう表される。

【0025】

【数4】

$$\begin{aligned} P_0 &= j\omega \cdot \rho_0 \left\{ \dot{A}_0 \varepsilon^{j(\omega t - k_0 x)} + \dot{B}_0 \varepsilon^{j(\omega t + k_0 x)} \right\} \\ P_1 &= j\omega \cdot \rho_1 \left\{ \dot{A}_1 \varepsilon^{j(\omega t - k_1 x)} + \dot{B}_1 \varepsilon^{j(\omega t + k_1 x)} \right\} \\ v_0 &= jk_0 \left\{ \dot{A}_0 \varepsilon^{j(\omega t - k_0 x)} - \dot{B}_0 \varepsilon^{j(\omega t + k_0 x)} \right\} \\ v_1 &= jk_1 \left\{ \dot{A}_1 \varepsilon^{j(\omega t - k_1 x)} - \dot{B}_1 \varepsilon^{j(\omega t + k_1 x)} \right\} \quad \dots \quad (A4) \end{aligned}$$

但し、角周波数 ω は一定とし、

【数5】

$$k_0 = \frac{\omega}{c_0}, \quad k_1 = \frac{\omega}{c_1} \quad \dots \quad (A5)$$

はそれぞれ位相定数を表し、 x は位置を表すものとする

$$(P_0)_{x=0} = (P_1)_{x=0} \quad (v_0)_{x=0} = (v_1)_{x=0} \quad \dots \quad (A6)$$

という条件を与えることができる。したがって、以下のようになる。

【0027】

【数7】

$$\begin{aligned} \rho_0 (\dot{A}_0 + \dot{B}_0) &= \rho_1 (\dot{A}_1 + \dot{B}_1) \\ k_0 (\dot{A}_0 - \dot{B}_0) &= k_1 (\dot{A}_1 - \dot{B}_1) \quad \dots \quad (A7) \end{aligned}$$

る。

【0026】上記(A4)式におけるベクトル A_0, B_0, A_1, B_1 は、条件によって定まる複素定数である。音圧および粒子速度は境界面において連続であるから、

【数6】

音響インピーダンス密度は境界において連続であると考えられるから、

【数8】

$$\frac{(P_0)_{x=0}}{(v_0)_{x=0}} = \frac{(P_1)_{x=0}}{(v_1)_{x=0}} = \rho_0 c_0 \frac{\dot{A}_0 + \dot{B}_0}{\dot{A}_0 - \dot{B}_0} = \rho_1 c_1 \frac{\dot{A}_1 + \dot{B}_1}{\dot{A}_1 - \dot{B}_1} \quad \dots \quad (A8)$$

が得られる。よって、境界における音圧の反射係数 R_p は、

【数9】

$$R_p = \frac{\dot{B}_0}{\dot{A}_0} = \frac{\rho_1 c_1 (\dot{A}_1 + \dot{B}_1) - \rho_0 c_0 (\dot{A}_1 - \dot{B}_1)}{\rho_0 c_0 (\dot{A}_1 - \dot{B}_1) + \rho_1 c_1 (\dot{A}_1 + \dot{B}_1)}$$

$$= \frac{\rho_1 c_1 \frac{(\dot{A}_1 + \dot{B}_1)}{(\dot{A}_1 - \dot{B}_1)} - \rho_0 c_0}{\rho_1 c_1 \frac{(\dot{A}_1 + \dot{B}_1)}{(\dot{A}_1 - \dot{B}_1)} + \rho_0 c_0} = \frac{Z_{1L} - Z_0}{Z_{1L} + Z_0} \quad (A9)$$

と表される。ここで、 Z_0 は媒質[0]における固有音響インピーダンスであり、 Z_{1L} は媒質[1]における媒質[0]との境界面における音響インピーダンス密度である。複素定数 A_1 、 B_1 は、媒質[1]の他の境界条件が与えられなければならない。

【0028】上記(A9)式を更に検討する。複素数同士の分数関数はやはり複素数となるから、

【数10】

$$\frac{(\dot{A}_1 + \dot{B}_1)}{(\dot{A}_1 - \dot{B}_1)} = \alpha \cdot \varepsilon^{j\theta_1} \quad \dots (A10)$$

とおき、更に、

【数11】

$$Z_{1L} = \rho_1 c_1 \alpha \cdot \varepsilon^{j\theta_1} = Z_{1a} \varepsilon^{j\theta_1} \quad \dots (A11)$$

とすれば、以下の式が導かれる。ただし、 Z_{1a} は入射側である媒質[1]での音響インピーダンス密度であり、 θ_1 はその音響インピーダンス密度の位相成分を表してい

る。

【0029】

【数12】

$$R_p = \frac{Z_{1a} \varepsilon^{j\theta_1} - Z_0}{Z_{1a} \varepsilon^{j\theta_1} + Z_0} = \frac{(Z_{1a} \cos \theta_1 - Z_0) + j(Z_{1a} \sin \theta_1)}{(Z_{1a} \cos \theta_1 + Z_0) + j(Z_{1a} \sin \theta_1)}$$

$$= \frac{[(Z_{1a} \cos \theta_1 - Z_0) + j(Z_{1a} \sin \theta_1)] \cdot [(Z_{1a} \cos \theta_1 + Z_0) - j(Z_{1a} \sin \theta_1)]}{(Z_{1a} \cos \theta_1 + Z_0)^2 + (Z_{1a} \sin \theta_1)^2}$$

$$= \frac{(Z_{1a}^2 - Z_0^2) + j(2Z_{1a} Z_0 \sin \theta_1)}{Z_{1a}^2 + Z_0^2 + 2Z_{1a} Z_0 \cos \theta_1} \quad \dots (A12)$$

したがって、入力音圧 P_{in} に対する反射音圧 P_r は以下のようになる。

【0030】

【数13】

$$P_r = \frac{(Z_{1a}^2 - Z_0^2) + j(2Z_{1a} Z_0 \sin \theta_1)}{Z_{1a}^2 + Z_0^2 + 2Z_{1a} Z_0 \cos \theta_1} P_{in} \quad \dots (A13)$$

これにより、反射信号の振幅 Amp_1 および位相 Arg_1 は、それぞれ以下のように表される。

【0031】

【数14】

$$Amp_1 = \frac{\left[(Z_{1a}^2 - Z_0^2)^2 + (2Z_{1a}Z_0 \sin \theta_1)^2 \right]^{\frac{1}{2}}}{Z_{1a}^2 + Z_0^2 + 2Z_{1a}Z_0 \cos \theta_1} P_{in} \quad \dots (A14)$$

$$Arg_1 = \tan^{-1} \left(\frac{2Z_{1a}Z_0 \sin \theta_1}{Z_{1a}^2 - Z_0^2} \right) \quad \dots (A15)$$

ここで、媒質[1]側に平面進行波しか存在しない場合には、上記(A8)式において、 $B_1 = 0$ であるから、 $Z_{1a} = \rho_1 c_1 = Z_1$ となり、(A13)式は(A3)式と同じになることがわかる。

【0032】上記の(A14)式及び(A15)式の示すところは、反射信号は単に固有音響インピーダンスの変化分を反映するのではなく、境界条件によって変化する音響インピーダンス密度 Z_{1L} の違いを反映するということである。

【0033】要するに、反射信号の振幅及び反射信号の位相回転(位相差)は、音響反射を生じる境界での音響インピーダンス密度の相違に依存する。換言すれば、受信信号には、音響インピーダンス密度に関わる情報が内包されている。

【0034】(3) 上記のモデリングの検討ところで、(A9)式を図形的に解釈すると、図1のような図形が得られる。ここで、 Z_{1L} を固定して考える。

(A9)式の分子 $[Z_{1L} - Z_0]$ は、実軸上で $-Z_0$ だけ変移した点を中心として半径 $|Z_{1L}|$ の円周上を動く。

(A9)式の分母 $[Z_{1L} + Z_0]$ は実軸上で $+Z_0$ だけ変移した点を中心として半径 $|Z_{1L}|$ の円周上を動く。(A9)式の絶対値を考えると、分母及び分子は、原点から、各円と虚数値が一定の直線に交わる点(交点)まで

の距離として表される。そして、位相はそれぞれの位相の差として与えられることがわかる。

【0035】実際に(A13)式、(A15)式に数値を代入して計算すると、反射係数の大きさ及び位相は以下の各図のように表される。

【0036】図2は、各 Z_{1a} に関し、反射係数の変化を複素平面上でみたものである。ただし、(A13)式において反射信号は規格化されており、また $P_{in} = 1$ となっている。図3は、 Z_{1a} に対する反射係数の絶対値を各 θ 値についてみたものである。また図4、図5は、 θ_1 に対する振幅特性および位相特性をそれぞれ表している。上述したように、音響インピーダンス密度の変化に対し、反射振幅あるいは反射位相が変化する。

【0037】なお、もう一度、音響インピーダンス密度について考えてみる。

【0038】

【数15】

$$\begin{aligned} A_1 &= a \varepsilon^{j\varphi_a} \\ \dot{B}_1 &= b \varepsilon^{j\varphi_b} \end{aligned} \quad \dots (A16)$$

とおくと、

【数16】

$$\begin{aligned} \frac{\dot{A}_1 + \dot{B}_1}{\dot{A}_1 - \dot{B}_1} &= \alpha \cdot \varepsilon^{j\theta} = \frac{a \varepsilon^{j\varphi_a} + b \varepsilon^{j\varphi_b}}{a \varepsilon^{j\varphi_a} - b \varepsilon^{j\varphi_b}} \\ &= \frac{a^2 - b^2 + j2ab \sin(\varphi_b - \varphi_a)}{a^2 + b^2 + 2ab \cos(\varphi_b - \varphi_a)} \quad \dots (A17) \end{aligned}$$

となる。図4では、音響インピーダンス密度の位相 θ_1 が $-\pi/2$ 以下のときあるいは $\pi/2$ 以上のときに、反射係数が1を越え、入射音圧よりも反射音圧のほうが大きくなってしまふ。(A17)式からわかるように、このような状態を与える条件は、音響インピーダンス密度の実数部が負となるときであり、すなわち、 $a < b$ のときである。これは媒質[1]において進行波よりも後退波のほうが大きいということで、別の音源が存在しない限りあり得ない。

【0039】(4) 上記モデリングを基礎とした境界検出

上記の(A14)式、(A15)式は、ある組織境界における反射信号の大きさと位相を表したものであるが、実際には、組織学的に同一の組織内であってもミクロなレベルでの散乱として、同様の反射が起きている。したがって(A14)式、(A15)式は、特定の組織からのエコー強度と位相を表すものと考えられる。それゆえ、媒質[0]の中に媒質[2]が存在する状態が想定される。ある組織からのエコー Amp_1 、 Arg_1 に対し、別の組織からのエコーは、以下の(B1)式で表される。

【0040】

【数17】

$$P_r = \frac{(Z_{2a}^2 - Z_0^2) + j(2Z_{2a}Z_0 \sin \theta_2)}{Z_{2a}^2 + Z_0^2 + 2Z_{2a}Z_0 \cos \theta_2} P_{in} \dots (B1)$$

この媒質[2]からの振幅および位相を Amp_2 , Arg_2 とすると、通常、我々が見ている超音波画像は、そのような Amp_n , Arg_n を表す信号を見ているものと考えられる。つまり、従前の断層画像は、組織の輪郭を表現したものというよりも、組織ごとの輝度の変化を表現したものでしかない。このため心臓などの輪郭を明確に表現するのが困難であるという指摘がなされている。

【0041】たとえ同一組織内であっても振幅や位相は一定であるとは限らないが、少なくとも音響的な連続性から、振幅および位相は連続でなくてはならない。したがって、振幅、位相に不連続点が検出された場合、それは異なる組織界面であるはずである。したがって、以下の式(B2)式かつ(B3)式が成り立つ条件を求めることによって、組織間の境界を検出することが可能である。

【0042】

【数18】

$$\Delta A = |Amp_2 - Amp_1| > A_T \dots (B2)$$

$$\Delta \theta = |\theta_2 - \theta_1| > \theta_T \dots (B3)$$

$$Arg_{nor1} = Arg_1 - 2\pi \cdot f_c \frac{r}{c} \dots (B4)$$

距離補正された位相に対して以下の(B5)式が成り立つような場所は、音響インピーダンスが大きな組織から小さな組織へ進む境界面である。

$$|Arg_{nor2} - Arg_{nor1}| < \pi + \phi_0 \dots (B5)$$

ただし、 ϕ_0 は設定範囲を与える定数である。

【0046】(6) 位相演算に好適な自己相関演算の説明

ところで、受信信号のサンプル周期を T としたとき、サンプル点 n における受信信号 $R(nT)$ 及びサンプル点

$$R(nT) = a(nT) \cdot e^{j\phi(nT)}$$

$$R((n+1)T) = a((n+1)T) \cdot e^{j\phi((n+1)T)} \dots (C1)$$

ただし、 a は振幅であり、 ϕ は位相である。この場合、自己相関 $C(R)$ は以下のように定義される。

$$C(R) = \bar{R}(nT) \cdot R((n+1)T) = a(nT) \cdot a((n+1)T) \cdot e^{j(\phi((n+1)T) - \phi(nT))}$$

$\dots (C2)$

従って、自己相関結果は、2つのサンプル点間の位相差 $\Delta \phi = \phi((n+1)T) - \phi(nT)$ を位相として有

ただし、 A_T および θ_T は範囲を設定する定数である。

【0043】(5) 上記モデリングを基礎とした音響インピーダンス大小関係の推定

(A15) 式および図5は、反射信号の位相特性を示すものであるが、 $Z_{1a} > Z_0$ のときには正相で反射し、 $Z_{1a} < Z_0$ のときには逆相で反射することを表している。

これは平面進行波だけの解析で得られる結果すなわち

(A3) 式と同様である。受信信号の位相は、周波数 f のとき、距離 r とともに $2\pi f_c \times (2r/c)$ で変化するが、この値からの差異分がすなわち受信信号の位相回転で図5の示すところである。そして、もしも $Z_{1a} < Z_0$ の境界面が存在すると、位相が反転した不連続点を生じることになる。

【0044】ここで、距離によって補正された受信信号を以下の(B4)式で表わすものとする、

【数19】

【0045】

【数20】

$n+1$ における受信信号 $R((n+1)T)$ は、それぞれ以下のように表される。

【0047】

【数21】

【0048】

【数22】

する信号である。すなわち、自己相関の出力信号として逐次的に位相差を表す信号を求めることができる。

【0049】ちなみに、直交検波などによって変換された複素信号について、あるサンプル点での値を R_1 とし、次のサンプル点での値を R_2 とし、その実数部及び虚数部をそれぞれ a 、 b で表せば、

【数23】

$$C(R) = (a_1 - jb_1) \times (a_2 + jb_2) = (a_1 a_2 + b_1 b_2) + j(a_1 b_2 - a_2 b_1)$$

... (C4)

であり、その計算をハードウェアなどで構成すれば自己相関回路を実現できる。なお、Bモード画像と共にドプラ画像が形成される超音波診断装置においては、位相演算のための自己相関回路とドプラ演算のための自己相関回路とを別々に設けるのが望ましい。ただし、1つの自己相関回路を共用することも可能である。

【0050】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基いて説明する。

【0051】図6には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図6はその全体構成を示すブロック図である。

【0052】図6において、探触子10は、生体表面に当接して用いられ、あるいは体腔内に挿入して用いられる超音波探触子であり、この探触子10によって超音波の送波及び受波が行われる。探触子10には、送信器12が接続されており、また探触子10には受信器14が接続されている。これらの送信器12及び受信器14によって送受信器16が構成されている。送受信制御部18はこの送受信器16の制御及び後述する直交検波器20に対する所定の参照信号の供給等を行っている。

【0053】探触子10においては、超音波ビームが電子的に走査される。その走査方式としては例えばセクタ走査、リニア走査、コンベックス走査が挙げられる。もちろん、本発明は、いわゆるメカニカルスキャンが行われる場合においても適用可能である。

【0054】探触子10から出力される受信信号は受信器14に入力され、この受信器14において受信信号に対する増幅や整相加算などの処理がなされる。受信器14から出力される受信信号は直交検波器20に入力される。

【0055】直交検波器20は、2つのミキサ22、24を含み、受信信号に対して互いに位相が90度異なる参照信号を混合することによって直交検波を行う回路である。さらにミキサ22、24の後段にはベースバンド領域の信号を取り出す2つの帯域制限フィルタ26、28が設けられている。

【0056】直交検波器20によって直交検波が行われた結果、受信信号は実数部及び虚数部からなる複素信号に変換される。帯域制限フィルタ26、28から出力される複素信号（実数部 I 、虚数部 Q ）は位相演算器30

$$R_1 = a_1 + jb_1, R_2 = a_2 + jb_2 \quad \dots (C3)$$

となる。上述の自己相関の定義に従えば、

【数24】

に入力される。

【0057】この位相演算器30は複素信号に基づいて、各サンプル点での位相を演算する回路である。図6に示す実施形態では、位相演算器30は $\tan^{-1}(Q/I)$ を演算する回路である。すなわち複素平面上における実数部成分と虚数部成分によって規定されるベクトルがなす角度 ϕ を演算する回路である。この位相演算器30の出力として各サンプル点ごとに位相 ϕ が順次出力されることになる。

【0058】位相差演算器32は、図6に示す実施形態において、遅延器34と加算器（減算器）36とで構成されるものである。遅延器34の入力には、位相演算器30から出力された位相 ϕ が入力されており、その遅延器34は1サンプルあるいは数サンプル分だけ位相データを遅延させる。すなわち、加算器36には、最新の位相情報とそれよりも1サンプルあるいは数サンプル前の位相情報とが入力されており、加算器36はそれらの差分を演算することによって、位相差 $\Delta\phi$ を演算している。この位相差 $\Delta\phi$ は最新の位相についての位相差としてみなされる。この位相差演算器32の作用が図7に概念的に示されている。

【0059】図7には、受信信号をサンプリングし更に位相演算して得られた位相データ列と位相差データ列の関係が示されている。

【0060】この図7に示すように、受信信号のサンプリング周期を T とし、サンプル点 n における位相を $\phi(nT)$ とし、サンプル点 $n+k$ における位相を $\phi((n+k)T)$ とすると、位相差 $\Delta\phi$ は、

$$\Delta\phi = \phi(nT) - \phi((n+k)T)$$

で表される。ここで、 k は1以上の整数であり、位相差をとる2つのサンプル点の距離を規定する定数である。その k と周期 T は、位相差検出の精度及び感度を制御するパラメータであり、それらをユーザーによって可変できるように構成してもよい。 $k=1$ の場合、同じ超音波ビーム上の隣接する2つのサンプル点ごとに位相差が演算される。

【0061】ちなみに、図16に示すように、後述する組織境界検出などのために、上記と同様の差分演算によって、振幅データ列から振幅差データ列が生成される。すなわち、サンプル点 n における振幅を $A(nT)$ とし、サンプル点 $n+k$ における振幅を $A((n+k)T)$ とすると、振

幅差 ΔA は、

$$\Delta A = A(nT) - A((n+k)T)$$

と定義される。この演算が行われる場合、最新のサンプル点ごとに上記の位相差 $\Delta\phi$ と振幅差 ΔA とが逐次演算され、それらを利用して境界判定が行われる。

【0062】図6に戻って、表示変換回路40は、位相差演算器32から出力される位相差情報に対して所定の表示処理を行う回路である。この表示変換回路40にて所定の処理を受けた位相差情報は表示装置42に出力され、その表示装置42において位相差に基づくBモード画像又はMモード画像が表示されることになる。この場合、例えば、それらの画像における各サンプル点の輝度が位相差の大きさに相当する。

【0063】従来の超音波診断装置においては、単に信号の振幅が輝度に対応付けられて超音波画像が構成されていたが、本実施形態の装置によれば位相差によって組織の性状を表すことができる。よって、従来よりも組織間における状態の差や境界を明瞭に表現できる。もちろん、図6にはBモード画像またはMモード画像を表示する装置の構成例を示したが、その構成に更にドブラ画像を表示する構成を組み合わせてもよい。

【0064】図8には、他の実施形態に係る装置構成例が示されている。なお、図6に示した実施形態の構成と同様の構成には同一符号を付しその説明を省略する。

【0065】図8において、この実施形態では、位相差演算回路として第1位相差演算器130と第2位相差演算器132とが設けられている。ここで、第1位相差演算器130は自己相関器で構成されている。この自己相関器は注目するサンプル点の信号とそれに隣接するサンプル点あるいは所定個前のサンプル点の信号との間において自己相関演算を実行することによって、注目するサンプル点についての自己相関結果すなわち位相差を位相とする複素信号を演算する回路である。この自己相関器の出力として複素信号が出力されており、第2位相差演算器132においてその実数部Iと虚数部Qに関し逆正接を演算することによって位相差 $\Delta\phi$ が演算されている。すなわち、自己相関演算により、2つのサンプル点間での位相差が求められるが、その位相差は、実際には自己相関器の出力信号の位相に相当する。よって、その信号の位相を検出することによって、結果として、求めるべき位相差が検出されている。

【0066】図9には、自己相関器130Aの具体例が示されている。この自己相関器130Aは上述した(C4)式を実現する回路である。ここで、自己相関器130Aは2つの遅延器44と4つの乗算器46と2つの減算器48とを有するものである。この自己相関器130Aの出力として(C4)式に示した実数部成分に相当するIと虚数部成分に相当するQとが出力される。ちなみに、遅延器44では所定のサンプル数分だけデータが遅延されており、例えば隣接する2つのサンプル点間で自

己相関演算を行う場合、遅延器44では1サンプル分だけデータの遅延が行われる。

【0067】図10には、図6及び図8に示した表示変換回路40の一例が示されている。この表示変換回路40は、輝度変換テーブル50と色変換テーブル52と2つのテーブル50、52を切り換える切換器54とで構成されている。輝度変換テーブル50は位相差 $\Delta\phi$ に対して輝度値を割り当てるためのテーブルであり、色変換テーブル52は位相差 $\Delta\phi$ に対して所定の色を割り当てるためのテーブルである。図11には、輝度変換テーブル50の一例が示されており、この例では $\Delta\phi$ が180度付近において輝度が最も高くなるように輝度関数が設定されている。もちろん、図11に示した以外の輝度関数を利用することもできる。図11に示す輝度関数によれば、特に位相が反転する部位、すなわち境界部位を高輝度に表示することができ、境界を従来よりもより明瞭に表現できるという利点がある。図12には更に他の実施形態の要部が示されている。この図12に示される反転抽出回路54及び補間処理回路56は、例えば図6及び図8に示した位相差演算回路32と表示変換回路40との間に設けられるものである。

【0068】上述したように、音響インピーダンス密度が大きな媒質から小さな媒質へ超音波が進行する場合、その媒質の境界面における反射波の位相は180度反転するということが知られている。従って、位相差がおおよそ180度となる部分のみを抽出してそれを特に表現することにより、少なくとも音響インピーダンス密度が大きな媒質から小さな媒質へ移行する境界面の位置を推定して画像表示することが可能となる。これを行うために図12に示される反転抽出回路54が設けられている。ちなみに、反転抽出後における画像内における繋がりを良好にするために補間処理を施しておくことが望ましく、そのため補間処理回路56が設けられている。

【0069】図13には、図12に示した反転抽出回路54における抽出特性(通過特性)が示されている。入力される位相差 $\Delta\phi$ が所定のウインド ϕ_0 内にある場合に、反転抽出回路54から1が出力され、そのウインド ϕ_0 以外に $\Delta\phi$ がある場合には0が出力されている。ウインド ϕ_0 は180度を中心とする所定幅の領域として設定されており、この通過特性によって、上述したように音響インピーダンス密度が大きな媒質から小さな媒質へ移行する境界面に相当する信号を抽出することが可能となる。ちなみに、ウインドの幅 ϕ_0 はユーザー設定可能に構成してもよい。なお、反転抽出回路54は結果として境界判定回路あるいは境界抽出回路として機能するものである。

【0070】図14には、更に他の実施形態の要部構成が示されている。なお、図6及び図8に示した構成と同様の構成には同一符号を付しその説明を省略する。

【0071】図14において、直交検波後の複素信号

(実数部信号、虚数部信号)は、位相演算器30に入力されるとともに、振幅演算器58にも入力されている。この振幅演算器58は I^2+Q^2 の平方根を演算することによって、複素信号に基づいて振幅を演算する回路である。

【0072】位相差演算器32から出力される位相差は色変換テーブル60に入力され、各位相差の大きさに所定の色が割り当てられる。また、振幅演算器58から出力される振幅値は輝度変換テーブル62に入力され、振幅値の大きさに対して所定の輝度が割り当てられる。これらの色変換テーブル60及び輝度変換テーブル62は図6及び図8に示した表示変換回路40に相当するものである。

【0073】色変換テーブル60は上述の作用から明らかなように色によって位相差を表した位相差画像を構成するものであり、一方、輝度変換テーブル62は輝度によって振幅値を表した振幅画像を構成するものである。画像合成器64では、それらの2つの超音波画像を合成する。その合成された合成画像が表示装置42に表示されることになる。

【0074】したがって、図14に示す実施形態によれば、位相差の情報とともに従来同様に振幅値の情報も表現でき、更にそれらを色及び輝度によって区別することが可能であるので、より有益な診断情報を提供できるという利点がある。ちなみに、画像合成器64における画像合成の概念には単なる画像の重ね合わせの他、一方に対して他方に従って変調を施す画像処理などの各種の処理が含まれる。

【0075】図15には更に他の実施形態の要部が示されている。なお、他の実施形態における構成と同様の構成には同一符号を付しその説明を省略する。

【0076】直交検波器20から出力される複素信号は、位相演算器30及び振幅演算器58に入力されている。位相演算器30によって演算された位相に基づいて位相差演算器32において位相差が演算されており、この位相差は境界抽出回路66に入力されている。

【0077】一方、振幅演算器58において演算された振幅値は振幅差演算器68及び輝度変換テーブル70に入力されている。振幅差演算器68では図16に示すように、隣接するあるいは所定個おきの振幅値の差分を演算することによって各サンプル点ごとに振幅差を演算する回路である。その振幅差は境界抽出回路66に入力されている。

【0078】図17には、振幅差演算器68の具体的な構成例が示されており、この例では振幅差演算器68は遅延器67と差分演算器69とで構成されている。遅延器67では1サンプル分あるいは複数のサンプル分だけ振幅値のデータが遅延しており、それと最新の振幅値との差分を差分演算器69で演算することにより、振幅差 ΔA が求められている。

【0079】図15に戻って、境界抽出回路66には、上述したように位相差及び振幅差の2つの情報が入力される。境界抽出回路66はそれらの情報に基づいて境界の判定を行っている。

【0080】すなわち、異なる媒質の境界面では受信信号の振幅及び位相のうちで少なくとも一方が不連続になることが予想され、それらの変化の大きいところを不連続点として決定することにより、組織境界を判定するのである。例えば、振幅の変化が大きくかつ位相差が180度付近で変化するような場合、境界抽出回路66は境界を判定する。境界抽出回路66から出力される判定信号は補間処理回路56に入力され、補間演算がなされた後、色変換テーブル72に入力される。色変換テーブル72では、補間処理後の判定信号に対して所定の色変換を施すテーブルである。その一方、輝度変換テーブル70では振幅演算器58から出力された振幅に対して輝度変換が行われる。これらの色変換テーブル72及び輝度変換テーブル70は図6に示した表示変換回路40に相当する回路である。画像合成器64では、色変換テーブル72及び輝度変換テーブル70から出力された色情報及び輝度情報を合成することにより合成画像を形成する回路である。表示装置42にはその合成画像が表示される。

【0081】したがって、図15に示す実施形態によれば、位相差及び振幅差という2つの情報に基づいて的確に境界を抽出し、境界のみを特に明瞭に表した超音波画像を表示できる。しかも、その境界を表した画像を従来同様の振幅値を表した超音波画像上に表現できるので、周囲組織との関係において境界を明確に認識することが可能となる。

【0082】図18には、境界抽出回路66の具体的な構成例が示されている。境界抽出回路66は、位相変化判定LUT(ルックアップテーブル)74と振幅変化判定LUT76と加算器78とで構成されるものである。位相変化判定LUT74では、入力される位相差 $\Delta\phi$ が $\Delta\phi'$ に変換される。これと同様に、振幅変化判定LUT76では入力される振幅差 ΔA が $\Delta A'$ に変換される。加算器78ではそれらの $\Delta\phi'$ 及び $\Delta A'$ の加算値として判定結果を出力している。

【0083】図19及び図20には、位相変化判定LUT74及び振幅変化判定LUT76の具体例が示されている。また図21及び図22にも位相変化判定LUT74及び振幅変化判定LUT76の具体例が示されている。これらのLUTによれば、境界である確率が高い場合により重み付けが行われた値を出力でき、結果として境界判定精度を高めることができる。

【0084】連続的な重み付けを行う場合、図19及び図20に示すようなLUTが利用され、二値的な判定を行う場合には図21及び図22に示すようなLUTが利用される。これらのLUTは一例であって他の関数を利用

用することもできる。

【0085】いずれにしても、境界抽出に当たって位相差及び振幅差という2つの情報を参照することにより、よりその境界抽出精度を高めることができる。

【0086】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、組織の性状を超音波の位相の観点から把握できる超音波画像を形成できる。したがって、疾病診断精度をより高めることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 反射係数を表す計算式における分子と分母の関係を示す説明図である。

【図2】 反射係数の計算値を表す説明図である。

【図3】 反射係数の計算値を表す説明図である。

【図4】 振幅特性の計算値を表す説明図である。

【図5】 位相特性の計算値を表す説明図である。

【図6】 本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図7】 位相データ列と位相差データ列の関係を示す図である。

【図8】 本発明に係る超音波診断装置の他の実施形態を示すブロック図である。

【図9】 自己相関器の具体的な構成例を示す図である。

【図10】 表示変換回路の具体的な構成例を示す図である。

【図11】 輝度変換テーブルの一例を示す図である。

【図12】 本発明に係る他の実施形態の要部構成を示

すブロック図である。

【図13】 反転抽出回路における通過特性を示す図である。

【図14】 本発明に係る超音波診断装置の更に他の実施形態を示すブロック図である。

【図15】 本発明に係る超音波診断装置の更に他の実施形態を示すブロック図である。

【図16】 振幅データ列と振幅差データ列の関係を示す図である。

【図17】 振幅差演算器の具体的な構成例を示す図である。

【図18】 境界抽出回路の具体的な構成例を示す図である。

【図19】 位相変化判定LUTの一例を示す図である。

【図20】 振幅変化判定LUTの一例を示す図である。

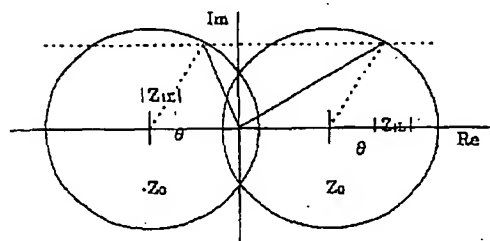
【図21】 位相変化判定LUTの一例を示す図である。

【図22】 振幅変化判定LUTの一例を示す図である。

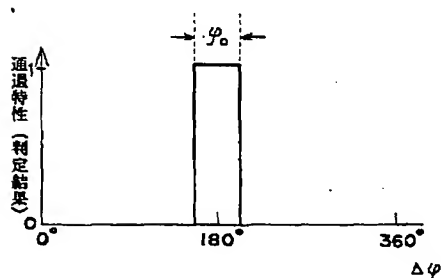
【符号の説明】

10 探触子、12 送信器、14 受信器、16 送受信器、18 送受信制御部、20 直交検波器、22、24 ミキサ、26、28 帯域制御フィルタ、30 位相演算器、32 位相差演算器、34 遅延器、36 加算器、40 表示変換回路、42 表示装置。

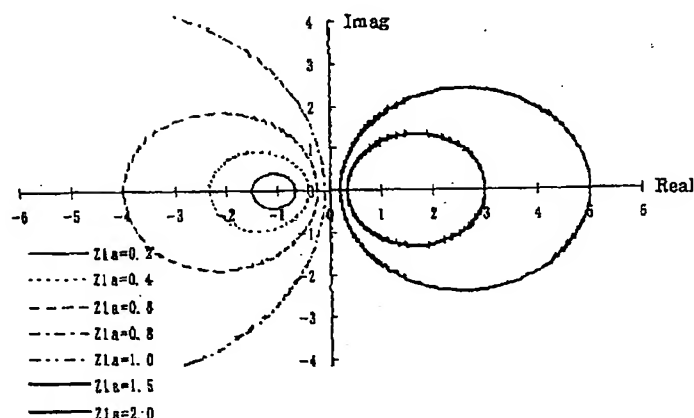
【図1】



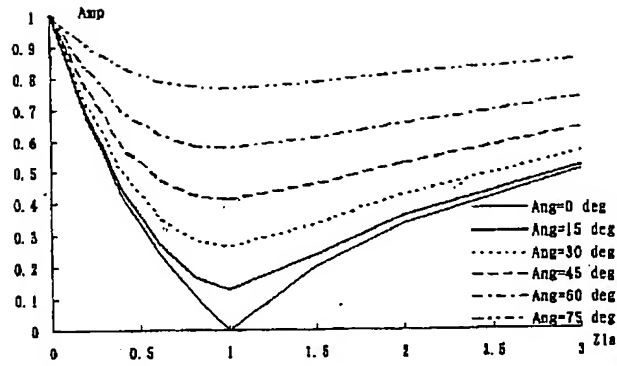
【図13】



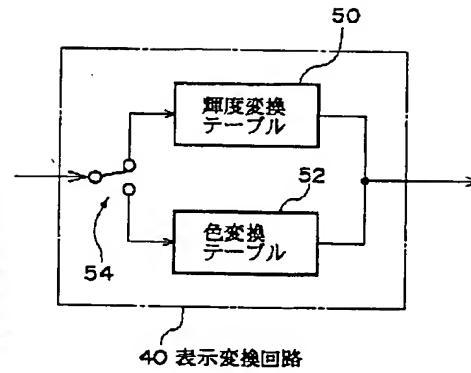
【図2】



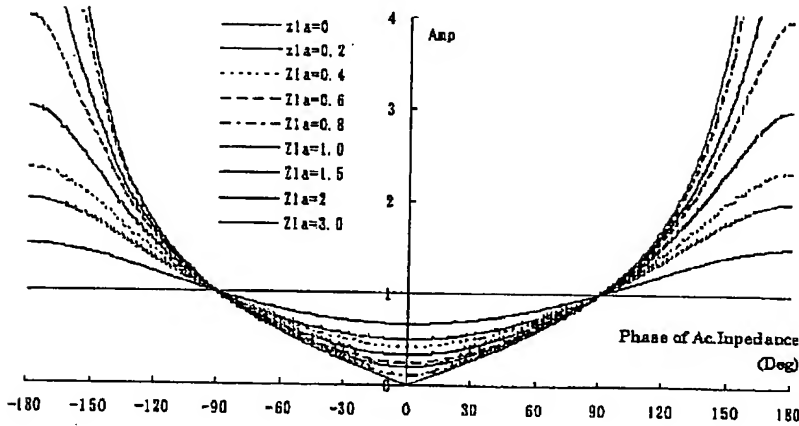
【図3】



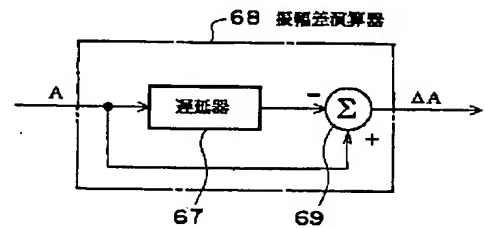
【図10】



【図4】



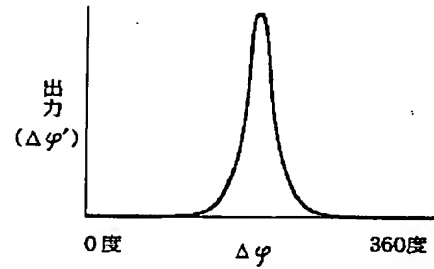
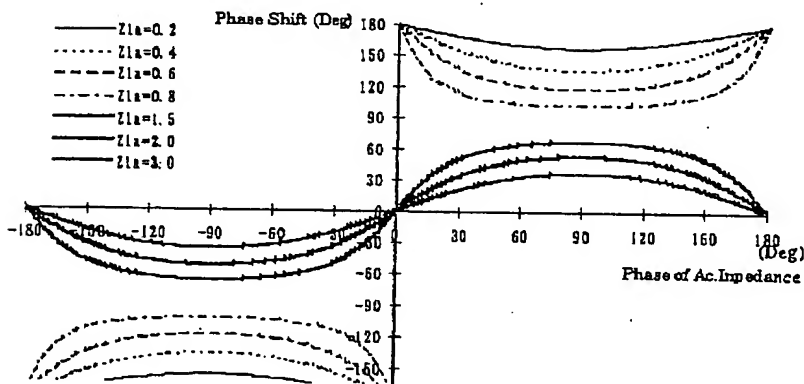
【図17】



【図19】

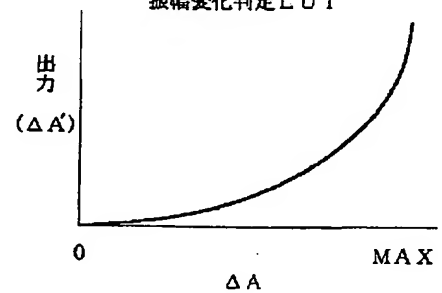
位相変化判定LUT

【図5】

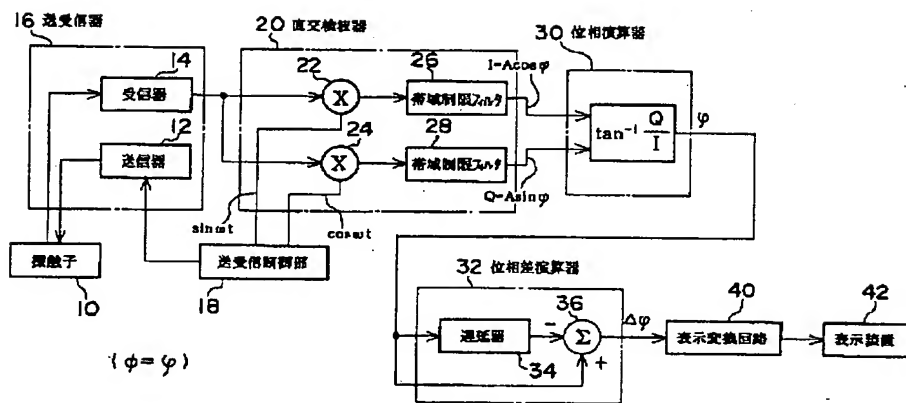


【図20】

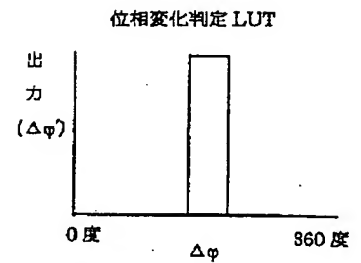
振幅変化判定LUT



【図6】



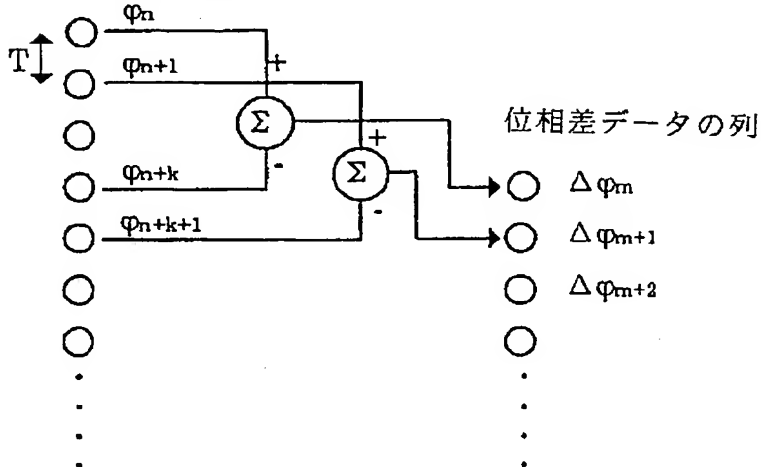
【図21】



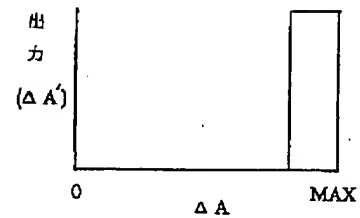
【図7】

【図22】

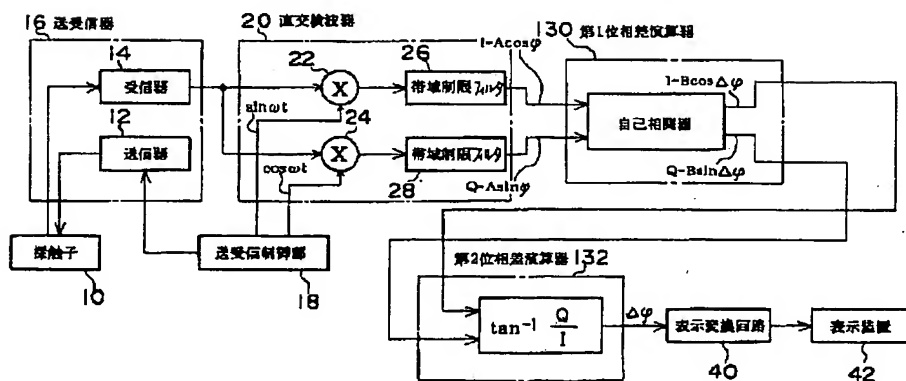
同一ビーム上の位相データの列



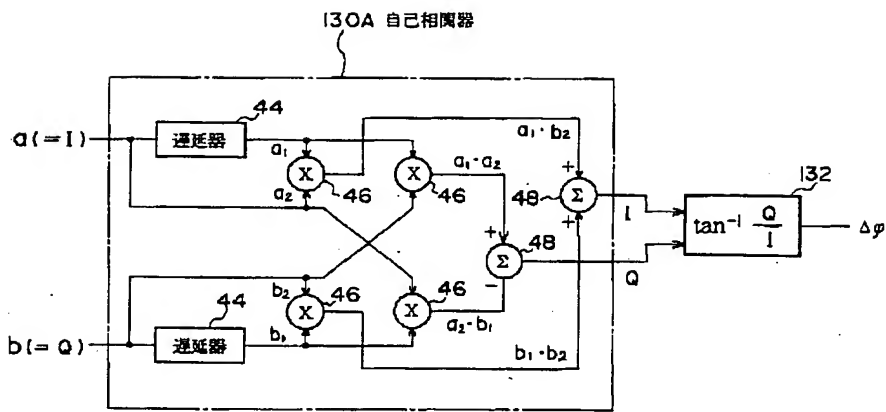
振幅変化判定 LUT



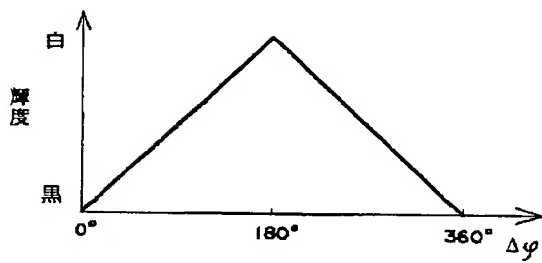
【図8】



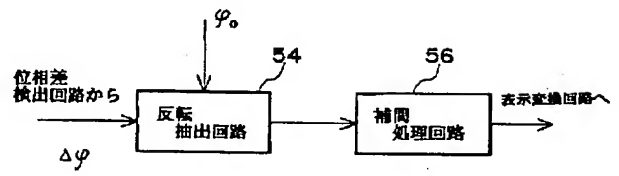
【図 9】



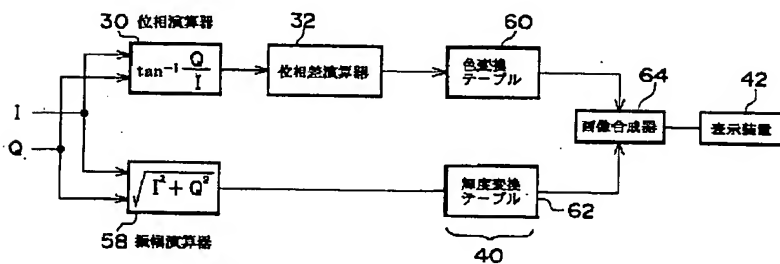
【図 11】



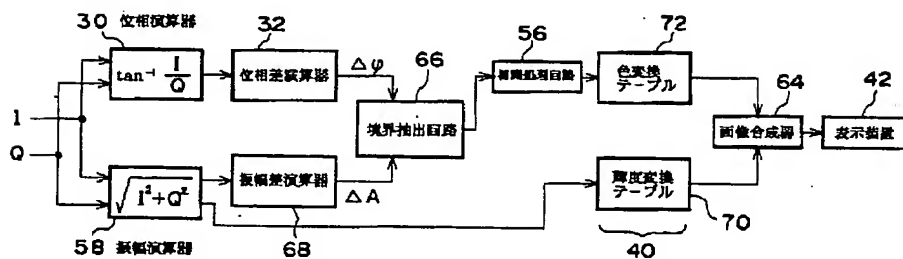
【図 12】



【図 14】

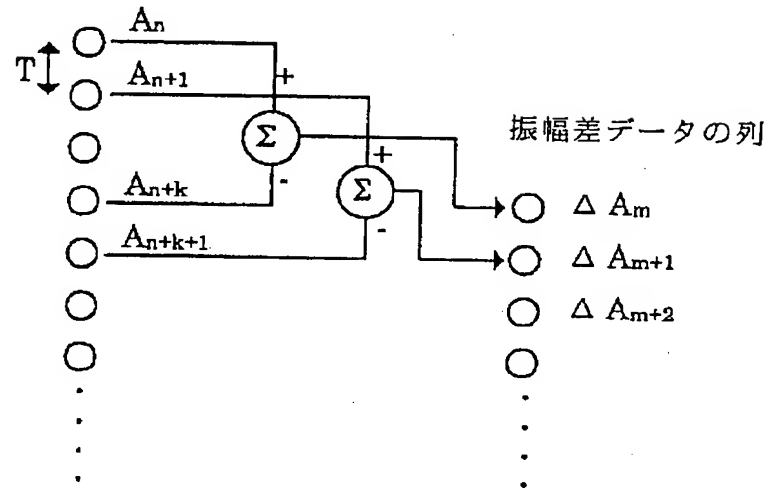


【図 15】

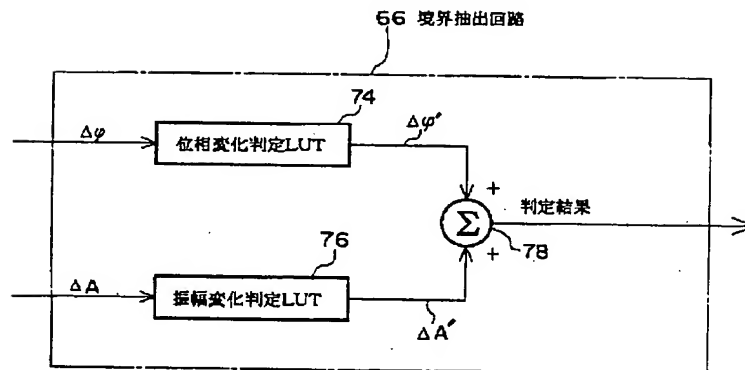


【図16】

同一ビーム上の振幅データの列



【図18】



フロントページの続き

(72)発明者 藤木 俊昭
 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ
 株式会社内